



# TÉSIS DE MASTER

## GEOMETRÍA DE CORTES TRANSVERSALES DE UNA POBLACIÓN ARQUEOLÓGICA DE LOGROÑO

INVESTIGACIÓN BIOMECÁNICA: DIMORFISMO SEXUAL Y ASIMETRÍA  
BILATERAL DE MIEMBROS SUPERIORES

Josu Santamaría Gutiérrez

Tutor: Armando González Martín

# ÍNDICE

1. PRESENTACIÓN DEL PRÁCTICUM.....	2
2. RESUMEN.....	3
3. INTRODUCCIÓN.....	4
Evidencia experimental de la adaptación funcional del hueso.....	8
Determinación genética de la morfología del hueso.....	9
Dependencia de la edad en la adaptación funcional del hueso .....	12
Ideales mecánicos .....	13
3.1. EL DIMORFISMO SEXUAL EN GEOMETRÍA DE CORTES TRANSVERSALES .....	14
3.2. LA ASIMETRÍA BILATERAL EN GEOMETRÍA DE CORTES TRANSVERSALES .....	15
3.3. VARIABLES EN BIOMECÁNICA .....	17
3.3.1. MOMENTOS DE ÁREA.....	17
3.3.2. CÁLCULO DEL EJE CENTROIDAL .....	18
3.3.3. CÁLCULO DE LOS MOMENTOS DE ÁREA .....	20
3.4. CONCEPTO DE ROBUSTEZ APLICADO AL ESTUDIO DE RESTOS ARQUEOLÓGICOS.....	21
4. OBJETIVOS .....	22
5. MATERIAL Y MÉTODOS.....	22
5.1. BIODEMOGRAFÍA DE LA MUESTRA: EDAD Y SEXO.....	25
5.2. ANÁLISIS DE CORTES TRANSVERSALES .....	26
5.2.1. ESCANEADO POR TOMOGRAFÍA COMPUTERIZADA .....	26
5.2.2. PUNTOS ANATÓMICOS, RECONSTRUCCIÓN Y CORTES TRANSVERSALES.....	28
5.2.2.1 PUNTOS ANATÓMICOS.....	28
5.2.2.2 RECONSTRUCCIÓN Y CORTES TRANSVERSALES .....	31
5.2.3. PROCESAMIENTO DE IMÁGENES Y OBTENCIÓN DE DATOS.....	32
6. RESULTADOS Y DISCUSIÓN.....	33
7. CONCLUSIONES.....	38
8. AGRADECIMIENTOS .....	39
9. BIBLIOGRAFÍA .....	40

## 1) PRESENTACIÓN DEL PRÁCTICUM

Este trabajo ha sido llevado a cabo en los laboratorios de Antropología de la Universidad Autónoma de Madrid, bajo la tutela del profesor Armando Gonzalez Martín. El periodo del prácticum comienza en julio de 2008, sobre una colección osteológica medieval de Toledo sobre la que trabajamos hasta septiembre. En esta colección realizamos tareas de limpieza, reconstrucción e inventariado de restos.

A partir de septiembre y debido a que la colección de Toledo era demasiado extensa y estaba muy fragmentada, por recomendación del tutor empezamos a trabajar sobre otra colección osteológica que permitiera cumplir los objetivos a tiempo para su presentación. Esta colección, también medieval pero de una excavación de Logroño, estaba limpia y lista para su estudio. Realizamos procedimientos de obtención de datos osteométricos, siglado, clasificación e inventariado de los restos y determinación de edad y sexo. También recibimos un seminario práctico para sexar mediante coxal.

Para la obtención de datos relacionados con este estudio elaboré una presentación ante el jefe de la unidad de radiología del Hospital Universitario de La Paz (Madrid), para poder realizar el escaneo de los huesos mediante Tomografía Computerizada, quien acepto cordialmente y permitió que desde septiembre entrara en la unidad para la obtención de los cortes transversales.

## 2) RESUMEN

El análisis de caracteres métricos ha sido fundamental en el desarrollo de la antropología y de la osteología; sin embargo, las últimas tendencias buscan relacionar forma y función a través de nuevas aproximaciones al conocimiento de la biología de las poblaciones del pasado. En este sentido, este estudio elabora un análisis biomecánico mediante el estudio de la geometría de cortes transversales de diáfisis de miembros superiores, obtenidas por tomografía computerizada, con el objeto de determinar el dimorfismo sexual y la asimetría bilateral de una colección osteológica de Logroño. Por el estado fragmentado e incompleto de la colección se propone un método para la determinación de los cortes transversales basado en puntos anatómicos; en lugar del método habitual de cortes porcentuales a la longitud total del hueso. Los resultados indican un alto grado de dimorfismo sexual en cúbito y húmero. Debido a algunos problemas metodológicos relacionados con la obtención de imágenes desde restos muy fragmentados, los resultados sobre asimetría bilateral presentan algunos errores.



### 3) INTRODUCCIÓN

El estudio de las variaciones morfológicas tanto intrapoblacionales como interpoblacionales ha sido históricamente un tema de investigación central en la antropología física (1). Inicialmente se analizaban caracteres descriptivos, mientras que las investigaciones más recientes de variaciones estructurales hacen hincapié en la adaptación funcional. Las mediciones lineales tradicionales de los contornos externos del hueso proporcionan información limitada de la variabilidad morfológica, que es fundamental en los análisis funcionales. En esta línea, con el objeto de proporcionar información más completa e interpretable, el uso de teorías de ingeniería aplicadas a la antropología han aumentado considerablemente durante los últimos años (2,3).

La Biomecánica es la aplicación de los principios de la mecánica o de la ingeniería a contextos biológicos (4). El objetivo común de cualquier comparación osteológica entre muestras de individuos o poblaciones es el de reducir la complejidad de la morfología ósea a variables simples más cuantificables que permitan una interpretación sencilla. Por ello, una aproximación alternativa al estudio de los caracteres óseos es el de comenzar por un análisis funcional (biomecánico), en oposición al métrico-estadístico, para medir y comparar aquellos aspectos de la morfología del hueso que nos interesa conocer.

Habida cuenta de que un modelo mecánico relativamente simple puede ser aplicado apropiadamente sobre huesos largos (también sobre mandíbula), se dispone de una aproximación al estudio de los huesos que permite relacionar directamente forma y función de manera fácilmente interpretable. Se trata del MODELO DE LA VIGA (del inglés BEAM MODEL-BM-), el mismo modelo aplicado en ingeniería para diseñar y analizar estructuras construidas por humanos, el que tiene cabida en el estudio de las poblaciones del pasado. En rasgos generales, el modelo es aplicable sobre estructuras largas en relación a la longitud. Es especialmente aplicable

sobre diáfisis de huesos largos, (5) aunque también ha sido aplicado sobre el cuerpo de la mandíbula (6).

En el análisis a través del BM se toman cortes transversales perpendiculares al eje longitudinal del objeto estudiado (del hueso en esta ocasión) para determinar ciertas propiedades geométricas basadas en la distribución y la forma del material en una determinada sección. Estas propiedades se relacionan directamente con las características biomecánicas del hueso-para una sección dada- lo cual nos informa acerca de la fuerza o rigidez para resistir las fuerzas mecánicas aplicables sobre él. Estas fuerzas son por lo general cargas, derivadas de la acción de la gravedad y de los músculos en el hueso (a través de ligamentos, tendones e inserciones musculares) y pueden variar en función de ciertos factores: diferencias en la masa corporal (peso), proporciones corporales, postura habitual y tipos y niveles de actividad. El tejido óseo tiene la capacidad de adaptarse en vida a los tipos e intensidades de cargas aplicadas sobre él (7). Se asume también que a través de selección natural algunas disposiciones en la estructura del hueso conducen a la optimización, para servir de la mejor manera posible a los requerimientos funcionales del organismo. Por ello, las propiedades del BM en un espécimen arqueológico deberían reflejar las modificaciones estructurales del hueso en relación de las características biológicas y comportamentales del individuo.

El BM y sus aplicaciones en biomecánica deben interpretarse, según lo expuesto en el párrafo anterior, a través de la **Ley de Wolff**: La habilidad del tejido óseo para responder fenotípicamente a su ambiente mecánico proporciona la conexión esquelética de mayor resistencia al fallo mecánico. El hueso se deposita allí donde las cargas mecánicas lo requieren y se absorbe donde hay ausencia de carga. Por esta razón, la forma de un hueso adulto es la expresión del remodelamiento óseo que mejor previene las configuraciones de exceso de tensión a los que está sometido, manteniéndolo por encima del límite de elasticidad/compresión (8).

No obstante, son muchas las discusiones acerca de este principio como veremos más adelante, algunos en relación a la dotación genética vs. el ambiente mecánico (referente a patrones comportamentales y actividad física). Hay también otra tendencia a criticar la ley en términos semánticos (7); fundamentalmente porque la ley se define estrictamente como un modelo matemático que entiende el hueso como una estructura sólida, homogénea e isotrópica sujeta a cargas estáticas bien definidas. Esto es estrictamente incorrecto, el hueso es muy irregular morfológicamente, muy variable en su morfología-composición entre poblaciones, individuos, sexos y estadios de desarrollo; y es dependiente de las condiciones ambientales y de los estados de salud-enfermedad (todo ello sin considerar aspectos genéticos que veremos más adelante). Las fuerzas o cargas aplicadas sobre el hueso son muy complejas en distribución e intensidad y difícilmente pueden ser descritas con la precisión que se espera de la Ley de Wolff. Por todo ello, parece que la tendencia más actual es la de hablar de **adaptación funcional del hueso** en lugar de la Ley de Wolff (9) cuando se aplica sobre contextos donde intervienen variables más complejas. El diagrama de Lanyon (10), abajo, muestra de manera sencilla el proceso de deposición y de pérdida de hueso, que debe interpretarse con cautela y dentro de contextos específicos; sean por ejemplo comparaciones entre regiones esqueléticas similares y entre animales que muestran similitud genética y que estén libres de los efectos de componentes de magnitudes y frecuencias de carga diferentes.



Figura 1: Modelo simple de retroalimentación de la adaptación funcional del hueso.

No menos importante es la **Ley de Hueter-Volkmann**, la cual indica que la compresión frena el crecimiento fisiario y la distracción lo estimula. Es relevante a la hora de comparar los resultados biomecánicos con la osteometría y la masa corporal, máxime en estudios que pretenden describir robustez y dimorfismo sexual. De esa forma es posible comprender la relación entre las fuerzas que actúan sobre el hueso en condiciones comportamentales concretas y su longitud y masa corporal; y observar si hay o no una correlación lógica. Esto es muy reseñable en individuos en etapas de crecimiento o desarrollo donde la altura no se corresponda con lo esperado para sexo, edad, y tendencia intrapoblacional, y haya, por ejemplo, evidencias de presiones mecánicas severas (8).

El análisis funcional del hueso debe tener en consideración en primer lugar la evidencia experimental de que éste se adapta funcionalmente a las condiciones mecánicas en las que se encuentra. En segundo lugar, es imperativo considerar aquellas variables, en relación a la biomecánica, que actúan sobre la morfología del hueso y que son fundamentales para la interpretación de los resultados. Entre ellas cabe considerar: La determinación genética de la morfología del hueso; y La dependencia de la adaptación funcional del hueso a la edad del individuo. Ambas ponen en tela de juicio la simplicidad de la Ley de Wolff, que durante un siglo ha constituido el axioma de la mayoría de los morfologistas funcionales, y contribuyen a la comprensión global de los mecanismos que conducen a la variabilidad morfológica del hueso en respuesta a las cargas mecánicas. Por ultimo, expondremos también lo que se ha denominado como Ideales mecánicos que contempla la medida en la que una remodelación ósea se ajusta o no de manera ideal a la aplicación de cargas mecánicas.

## 1. Evidencia experimental de la adaptación funcional del hueso

Entre los años 60 y 80 los primeros estudios en relación a la adaptación funcional del hueso, parecían demostrar una evidencia clara de la existencia de ésta adaptación a las cargas mecánicas y la ausencia de ellas, mediante el uso de modelos experimentales sobre animales; así como otros estudios con atletas también lo corroboraban (9). Las críticas entorno a estos estudios se relacionaban con el diseño de los experimentos (11). De hecho, la mayoría de los estudios fueron realizados entorno a intervenciones quirúrgicas, que no evidenciaban la formación de tejido óseo en esqueletos maduros apendiculares sanos. Bertram y Swartz también demostraron que muchos de los procesos de reparación ósea en atletas eran consecuencia de **daños por fatiga crónica** que tampoco evidenciaban adaptación funcional en condiciones objetivas de salud. Debería debatirse, tal y como expone Ruff, si los procesos de reparación inducidos por microfracturas son en efecto adaptaciones biomecánicas del hueso o responden a un proceso de curación en condiciones de patología.

Por todo ello, una nueva línea de investigación iba desarrollándose en los años 90 que estudiaba modelos animales que no habían sufrido intervenciones quirúrgicas. En 2002, Robling y colaboradores (12) llevan a cabo un experimento con antebrazos de ratas de 6 meses de edad (ya podían considerarse adultas debido a que no experimentaban mayor crecimiento en longitud a partir de la décimo sexta semana) que eran sometidos a compresión dinámica que afectaba a la región medio-proximal del hueso debido a su curvatura natural. Los estudios demostraron un aumento de entre el 70-100% en resistencia (rigidez) a la flexión (**en base a los segundos momentos de área**<sup>1</sup>) en comparación con los controles. Cabe destacar también, que este estudio evidenció no haber cambios ni en la composición mineral del hueso ni en su concentración (densidad); que casualmente son las variables más estudiadas sobre actividad física humana en

---

<sup>1</sup> Variable biomecánica muy habitual en este tipo de estudios, explica la resistencia del hueso a las fuerzas de flexión y de torsión basado en la geometría de cortes transversales de diáfisis. Es también fundamental en esta investigación y la analizaremos en profundidad más adelante. (Ix: Segundo momento de área sobre el eje x; Iy: Segundo momento de área sobre el eje y; Imax: Segundo momento de área máximo y Imin: Segundo momento de área mínimo).

huesos, y por ende, demuestran la importancia de los estudios en relación al perfil biomecánico de los huesos por encima de los estudios de densitometría ósea.

Otros estudios posteriores más recientes sobre atletas en los que se objetivó no haber fracturas por estrés (fatiga) biomecánico, evidenciaron un remodelamiento adaptativo del hueso. Las variaciones en las respuestas del hueso a la aplicación de cargas debería probablemente ser visto como un *continuum*, constituyendo 3 respuestas diferentes:

- a) Deposición rápida de hueso que puede convertirse en hueso laminar.
- b) Reparación de microfracturas.
- c) Deposición directa de hueso laminar.

Resumiendo, aunque los estudios experimentales y observacionales tienen sus limitaciones, este tipo de investigaciones ha demostrado que los cambios adaptativos funcionales en la estructura del hueso pueden efectivamente ser ocasionados por manipulación de las cargas mecánicas.

Así mismo, cabe recordar que la **regeneración tisular** en los huesos logra el restitutio ad integrum del tejido tras el trauma; el término debe diferenciarse de la **reparación**, donde el tejido que se forma es cicatricial y tiene características diferentes al original. En este sentido, el hueso es el único tejido del organismo, a excepción del tejido embrionario, que se restituye totalmente tras una lesión (13,14). Por esta razón, añadimos que en el estudio de restos arqueológicos óseos no es posible determinar si la distribución del hueso en una sección diafisiaria es consecuencia de la adaptación funcional del hueso a condiciones de estrés biomecánico o es debida a una regeneración tisular por causas patológicas o traumáticas, cuando el traumatismo no es evidente.

## **2. Determinación genética de la morfología del hueso**

Numerosos estudios en relación a mecanismos genéticos encargados del crecimiento y desarrollo óseo han sido llevados a cabo en las últimas décadas. Basándose en estas investigaciones, Lovejoy y compañía (15,16) argumentan en favor de la importancia de los

mecanismos genéticos en la determinación de la morfología del hueso; de hecho, lo hacen hasta el punto de afirmar que las adaptaciones funcionales del hueso en vida (también llamadas **mecanoanabólicas**) son insignificantes<sup>2</sup>. Estas afirmaciones tienden a dicotomizar los efectos genéticos y ambientales (también llamado **ambiente mecánico**). Tal y como afirma Ruff (9), la cuestión central está en determinar la medida en la que la morfología del hueso es consecuencia de la dotación genética vs. el historial de cargas mecánicas aplicadas sobre él. Pese a todas las críticas en torno al determinismo genético de la morfología del hueso, parece evidente que la estructura del hueso no va a sufrir modificaciones dramáticas como consecuencia de la aplicación de cargas, lo cual pone de manifiesto que es la dotación genética la que condiciona en mayor grado la morfología ósea, sin perjuicio de que puedan producirse modificaciones sobre los contornos.

No obstante, esta hipótesis, que otorga mayor importancia al factor genético se ve distorsionado ante ejemplos como el de la **tibia platicnémica** (8). Este tipo de tibia es muy frecuente en algunas poblaciones (también en poblaciones nativas de Gibraltar) y consiste en una elongación sagital del canal medular (para el eje anteroposterior-AP-). La tibia platicnémica es justamente lo contrario de la **tibia euricnémica** cuyo diámetro mediolateral (ML) (respecto al canal medular) es mayor que el AP. Las diferencias en el **índice cnémico**<sup>3</sup> se relacionan con patrones posturales donde las cargas mecánicas tienen mayor prevalencia en sentido AP o ML; también se ha discutido acerca de la relación de la tibia platicnémica con la posición en cuclillas. Otros razonamientos hablan de la importancia de la nutrición en el índice cnémico, así como con la prevalencia de la platicnemia en poblaciones neolíticas y urbanas. Lo sorprendente es que pese

---

<sup>2</sup> Paradójicamente, este mismo autor había hecho énfasis sobre la extrema plasticidad fenotípica del hueso en estudios anteriores, de hecho lo hace hasta el punto de afirmar que algunas poblaciones-en base a la platycnemia- deberían relacionarse más con póngidos que con otras poblaciones humanas (Lovejoy 1978,1979; de Ruff 1992).

<sup>3</sup>  $(\text{Diámetro ML})/(\text{Diámetro AP}) \times 100$ , cuando éste es tomado a la altura del foramen nutricio de la tibia. Conviene destacar la determinación del foramen nutricio para este índice, debido a la discusión metodológica que contemplaremos en el apartado de Material y Métodos. Ya que la variabilidad en la posición de los forámenes nutricio los convierte en poco adecuados para su uso como referencia anatómica de cortes transversales y en cambio es utilizado para este índice. Los cortes transversales de las diáfisis se toman habitualmente en base al porcentaje de la distancia total del hueso (20%,35%,50%,65%,80% ), en este estudio los cortes han sido realizados tomando como referencia puntos anatómicos (debido a que la mayoría de las muestras eran incompletas), pero los forámenes nutricio fueron descartados por su gran variabilidad. Discutiremos este asunto más adelante.

a la diferencia morfológica que implican los dos tipos de tibia, en ningún momento se considerara el factor genético como causante de esta variabilidad. Por esta razón, el determinismo genético se tambalea ante este tipo de ejemplos que muestran grandes modificaciones morfológicas en los cortes transversales del hueso sin que la genética sea un factor causal.

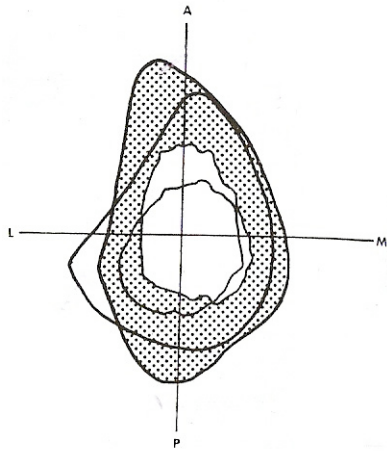


Figura 2: Corte transversal de una tibia platignémica (punteada) superpuesta sobre una tibia euricnémica. Secciones tomadas al 50% de la longitud total de cada tibia. La elongación sagital del canal medular de la tibia es evidente. (C.O Loveyoy et al. )

Otros estudios llevados a cabo por Volkman y compañía (17, 18) estudian los efectos genéticos en la geometría de cortes transversales y otras propiedades mecánicas sobre el fémur de ratones, mediante el análisis de QTLs (Quantitative Trait Loci). Los resultados mostraron evidencias acerca de la complejidad genética del control de estas características, pero en un nivel bajo. De hecho, los marcadores genéticos explicaban solo entre el 3 y el 22% de las variantes de los caracteres. Se discutieron varias vías a través de las cuales los genes podrían condicionar la morfología del hueso: 1) Influencia directa en el tamaño y contorno del hueso, mediante acción directa sobre los osteoblastos y osteoclastos; 2) efectos indirectos sobre factores como el peso corporal, fuerza de la musculatura y nivel de actividad; que terminaría afectando la manera e intensidad de las cargas mecánicas y por tanto la morfología ósea; y 3) como un efecto en la receptividad del hueso a las cargas mecánicas aplicadas (9). Como vemos, la interacción entre



genes y ambiente aparecen en los puntos 2 y 3, lo que tiende a apoyar la importancia del ambiente mecánico.

### **3. Dependencia de la edad en la adaptación funcional**

Otro de los aspectos discutidos por Bertram y Swartz (11) fue la especificidad en función de la edad (estado de desarrollo) que los individuos mostraban en respuestas de desarrollo óseo ante la aplicación de cargas mecánicas. Fundamentalmente, observan que mientras en adultos la función principal es la de conservar y mantener el tejido óseo existente a la vez que pequeñas cantidades de nuevo tejido pueden ir añadiéndose ante la aplicación de cargas mecánicas moderadas; en huesos en periodos de desarrollo y ambientes mecánicos similares la síntesis de nuevo tejido es mucho mayor. Como ocurre con los **ajustes** en fisiología, estos *cambios homeostáticos para hacer frente a estímulos ambientales, ya sean puntuales o duraderos*, tienen efectos más significativos cuando ocurren en las fases tempranas de desarrollo (19, 20).

En relación a las reconstrucciones antropológicas del comportamiento del pasado, la cuestión clave es ver en qué medida la morfología de los huesos adultos es indicativa de las cargas mecánicas aplicadas en la madurez. De ahí se desprenden otras dos cuestiones: 1) Pueden las cargas mecánicas producir cambios significativos sobre el hueso en periodos posteriores a la infancia y los años de adolescencia? 2) Puede desprenderse información de la morfología ósea adulta ante la aplicación de fuerzas mecánicas en la madurez? La primera cuestión puede responderse afirmativamente, pese a que la capacidad de respuesta del tejido óseo a los estímulos mecánicos es mucho mayor en individuos en desarrollo. Son necesarios más estudios de tipo prospectivo para poder responder con precisión a la segunda pregunta. No obstante, es fundamental tener en cuenta estos factores en la interpretación de los resultados en este tipo de estudios.

#### 4. Ideales mecánicos

Otra de las cuestiones fundamentales para este estudio es la observación de si un hueso en modelación/remodelación como respuesta a cargas mecánicas, es MECÁNICAMENTE IDEAL o MECANICAMENTE EFICIENTE y lo que ello significa en relación a la Ley de Wolff o a la adaptación funcional del hueso.

Los primeros estudios en relación a esta cuestión fueron llevados a cabo por Bertram y Swartz (11) en la observación de la reposición de tejido óseo endóstico- más que perióstico- sobre huesos de cerdos. Llegan a la conclusión de que si bien los aumentos de la cortical producen un aumento estructural de la fuerza del hueso en ejercicio, el engrosamiento endóstico no es eficaz a efectos de aumentar su fuerza, ya que un aumento mucho menor en el engrosamiento perióstico produce una fuerza mucho mayor que un engrosamiento importante a nivel endóstico. De hecho, otros estudios llevados a cabo en tenistas dejan de manifiesto que el aumento de las cargas mecánicas produce una expansión perióstica y una contracción endóstica con el objeto de aumentar la resistencia del hueso (21). Esto entra en desacuerdo con el postulado de la Ley de Wolff que predice un aumento de la fuerza con la mayor economía ósea.

Otro aspecto fundamental consiste en que *la función del hueso no es puramente mecánica y por lo tanto su masa y su morfología representan un compromiso entre las diferentes demandas fisiológicas donde la mecánica es solo una más* (9). Otras influencias fisiológicas tales como la dieta, el estado hormonal de reproducción, la médula ósea o la absorción mineral están afectando en mayor o en menor medida la adaptación del hueso a su medio mecánico. Tal y como afirma Ruff, esta podía ser la vía por la cual el postulado de Lovejoy (Las cargas mecánicas producen un umbral sobre el que las influencias genéticas determinan su morfología) podría ponerse en duda.

Por último, tal y como indican Bertram y Swartz (11) *“No hay razones para esperar que el hueso esté obligado a resolver todos los problemas mecánicos de la manera más eficiente posible”*; después de todo, si el hueso tuviera la capacidad de resolver todos los problemas mecánicos a los que es sometido, no habría una prevalencia tan alta de fracturas en relación a la

edad avanzada. Como indica Ruff, esperar una perfección mecánica del hueso es efectivamente woffiano, y con la comprensión actual de la fisiología ósea este concepto resulta anacrónico.

### **3.1. EL DIMORFISMO SEXUAL EN GEOMETRÍA DE CORTES TRANSVERSALES**

Los estudios comparativos del dimorfismo sexual en proporciones corporales de poblaciones del pasado son relativamente comunes. Las diferencias han sido explicadas por causas tanto nutricionales como mecánicas. Sin embargo, las medidas de robustez en las dimensiones esqueléticas son relativamente imprecisas o incompletas. En este sentido las diferencias comportamentales entre sexos pueden ser observadas con mayor nitidez mediante el estudio de los contornos de cortes transversales (5). Estas diferencias han sido reconocidas y bien definidas, al menos en miembros inferiores, en multitud de estudios. Cabe destacar el estudio de Ruff y Hayes sobre fémur y tibia en el pueblo de Pecos<sup>4</sup> (2). Los resultados sugerían que las mujeres disponían de mayor resistencia a la flexión medio-lateral (ML) en huesos de miembros inferiores, mientras que los hombres muestran su mayor resistencia a la flexión anteroposterior (AP), mediante el análisis de  $I_x$  e  $I_y$ . La causa de estas diferencias, según explican los autores, se debe a las diferencias en la morfología pélvica de las mujeres y a la distribución sexual de las tareas dentro de la sociedad.

A estos estudios le siguieron otros que analizaban el dimorfismo sexual y las diferencias comportamentales en poblaciones distanciadas en el tiempo. Se ha constatado que el grado de dimorfismo sexual en relación a la resistencia a la flexión AP en cazadores-recolectores va disminuyendo progresivamente hasta las poblaciones industriales, pasando por poblaciones agricultoras (22). Estas diferencias entre sexos se explican mediante diferencias en los patrones de movilidad. Ciertas investigaciones kinesiológicas (relativas al estudio de la movilidad humana) indican que la resistencia a la flexión AP en miembros inferiores, particularmente entorno a los

---

<sup>4</sup> Área norte central de Nuevo México, colección del Harvard Peabody Museum. Se estudian los individuos anteriores al año 1600.

segmentos próximos a la rodilla, es mucho mayor como resultado de las cargas al correr o al escalar, que al deambular. Los estudios etnográficos revelan que aquellas tareas que se relacionaban con el recorrido de grandes distancias eran habitualmente asignadas a hombres, y ello se alinea con lo que exponíamos anteriormente. Si bien estos estudios se circunscriben a miembros inferiores, ello es aplicable también a los miembros superiores. De hecho, es una de las razones de que en este estudio se analice húmero, radio y cúbito en lugar de fémur, tibia y peroné.

No obstante, y en relación a la discusión expuesta en los apartados anteriores, del paradigma entorno a la adaptación funcional del hueso, se desprende que es más seguro en términos de precisión científica disponer de estudios intrapoblacionales que interpoblacionales cuando se pretenden describir comportamientos a partir del estudio de la geometría de cortes transversales. Esto es debido a que los estudios que muestran diferencias entre cazadores-recolectores y agricultores, por ejemplo, a menudo corresponden a poblaciones muy distanciadas temporo-espacialmente; y por lo tanto, es al menos probable que estas diferencias se deban a las distancias génicas y no a causas comportamentales (ambiente mecánico). Se deduce que si no hay evidencias en la ponderación de la genética, así como de la frecuencia y potencia de las cargas mecánicas aplicadas sobre el hueso, a efectos de su influencia sobre la morfología ósea, parece irresponsable comparar poblaciones que no solo no corresponden a un mismo locus geográfico sino que además están distanciadas en el tiempo. Por esa razón este estudio se circunscribe a una única población y estudia las diferencias dentro de ese mismo grupo.

### **3.2. LA ASIMETRÍA BILATERAL EN GEOMETRÍA DE CORTES TRANSVERSALES**

El grado de asimetría bilateral en las dimensiones de los huesos de un mismo individuo es otro de los objetos de estudio de este trabajo. Esta aproximación es realmente útil ya que de esta forma se controlan variables importantes como la nutrición o el grado general de actividad así como el tamaño corporal. Es en este contexto dónde los miembros superiores han tomado el

protagonismo en investigaciones previas. Lo curioso de la asimetría bilateral es que mientras que en miembros superiores se ha constatado una dominancia del lado derecho, en estudios sobre miembros inferiores -mucho menos frecuentes- ocurre justamente lo contrario, la dominancia es izquierda. No obstante el grado de robustez en diferencias en la asimetría bilateral es significativamente mayor en miembros superiores que en inferiores. Sin embargo estas diferencias presentan mucha variabilidad entre poblaciones.

Si añadimos la variable temporal, observamos también ciertas variaciones. De hecho, un estudio realizado por Fresia y compañía en los años noventa (23), muestra cómo la asimetría bilateral en húmeros en una población de Georgia iba disminuyendo conforme se introdujo la agricultura y sucedió la colonización española. Además, esta asimetría mostraba un dimorfismo sexual significativo, siendo que las mujeres mostraban la mayor disminución a partir de la instauración de la agricultura. Mientras que en los pre-contactos con la agricultura las mujeres mostraban una asimetría bilateral bien definida en húmeros; a partir de la colonización española aparece la menor. Estos estudios son indicadores de que la introducción de la agricultura tuvo como consecuencia un uso diferencial de los miembros superiores en mujeres. La hipótesis central que explica estos resultados se relacionaba con la dominancia de una extremidad para realizar actividades como machacar el maíz, que era una actividad realizada sobretodo por mujeres. De hecho durante la colonización española los hombres fueron reclutados para realizar tareas tradicionalmente femeninas, tales como la agricultura, lo que corrobora lo mencionado al principio del párrafo (23, 24). Vemos por tanto que la asimetría bilateral es también muy relevante en el estudio del comportamiento en contextos históricos diferentes y concuerda a la perfección con las condiciones temporales y comportamentales que corresponden.

### 3.3. VARIABLES EN BIOMECÁNICA

Debido a que los efectos del clima, la inmersión y el tiempo sobre el tejido óseo son severos, no es posible medir directamente la fuerza de los especímenes arqueológicos. Estas variables constituyen la alternativa más eficaz para el cálculo de la fuerza/resistencia a la torsión y flexión en huesos sobre los que no puede testarse dinámicamente.

En el estudio de la geometría de cortes transversales de diáfisis, son analizadas variables biomecánicas que describen la distribución del hueso y permiten interpretar el grado de resistencia que ofrece ante las diferentes orientaciones de las cargas mecánicas así como sus intensidades. Recordamos, que estas variables se estudian a través del BM y que no distan tanto de los métodos de análisis de estructuras en ingeniería. Estas variables han demostrado ser extremadamente útiles en antropología (25) y el método de elección para la obtención de las imágenes mediante técnicas no invasivas es la **tomografía computerizada**, cuyas características y consideraciones estudiaremos en el apartado de material y métodos.

#### 3.3.1 Momentos de área

El estudio de los **momentos de área (I)** (también llamados **momentos de inercia** o **segundo momento de área –o inercia–**) es central en el estudio de la geometría de cortes transversales. Estas variables acompañan a variables más clásicas como las **áreas corticales** (AC), **áreas medulares** (AM) y **áreas totales** (AT) de la sección. Los momentos de área están relacionados con las tensiones y deformaciones máximas que aparecen por flexión en un elemento estructural y, por tanto, junto con las propiedades del material determina la resistencia máxima de un elemento estructural bajo tensión. Se trata pues de una propiedad geométrica de la sección de elementos estructurales.

### 3.3.2 Cálculo del eje centroidal

El estrés normal para la deformación plástica de una estructura o hueso en respuesta a una carga mecánica se determina a partir de la siguiente fórmula:

$$\sigma = \frac{MY}{I_a}$$

$\sigma$  = Estrés normal

M= Momento de torsión

Y= Distancia del eje centroidal a las fibras más distantes del mismo eje

$I_a$  = Momento de área sobre el eje centroidal

Fórmula 1: Estrés normal

Previo a la determinación de los momentos de inercia es necesario establecer la localización del eje centroidal de cada sección transversal de la diáfisis. Cada sección tiene un número infinito de ejes centroidales dependiendo la orientación de las cargas aplicadas y su fuerza depende del eje centroidal utilizado en la fórmula 1. El centroide de una superficie debe entenderse como la línea balanceada en el corte uniforme de un material. La figura 3 muestra una superficie balanceada por su propio peso, donde el equilibrio se establece por una fuerza normal aplicada en el centro de gravedad de la base inferior. La suma de las fuerzas gravitatorias ( $f_n$ ) positivas y la fuerza normal (F) negativa es igual a cero.

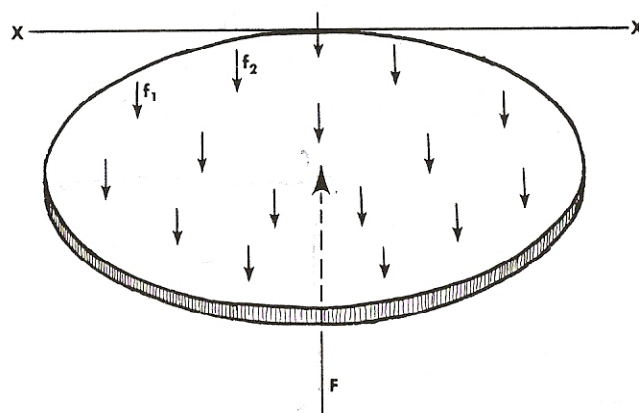


Figura 3: Superficie uniforme en equilibrio.  
X-X es el ángulo de rotación.

Cada una de las fuerzas está desarrollando un momento sobre cualquier eje escogido en la superficie de la figura 3. El eje de rotación (X-X) que se considera en esta explicación, aparece tangencial a un lado de la sección. La suma de todos los momentos que actúan sobre este eje es

igual a cero; por lo tanto, la suma de los productos de cada momento de fuerza ( $f_n$ ) y sus distancias perpendiculares ( $d_n$ ) hasta el eje X-X ( $f_1d_1 + f_2d_2 \dots f_nd_n$ ) es igual al producto de la fuerza F y su distancia perpendicular (D) al eje:

$$\sum_n (f_n d_n) = F.D$$

Fórmula 2.

En la figura 4 la superficie ha sido dividida en unidades de área arbitrarias (cuadrícula). Debido a que el área de cada unidad individual es directamente proporcional a su peso, utilizamos el área (A) en lugar del peso (F) para calcular los valores relativos de cada una de las fuerzas. De esta forma obtenemos la siguiente fórmula:

$$\sum_n (a_n d_n) = A.D$$

Fórmula 3.

En esta fórmula D es igual a la distancia perpendicular desde el eje de rotación escogido (X-X) al centro de gravedad de la superficie de la figura 4. Tomando una línea paralela hacia ese eje en la distancia D se delimita la localización del eje centroidal para esta superficie.

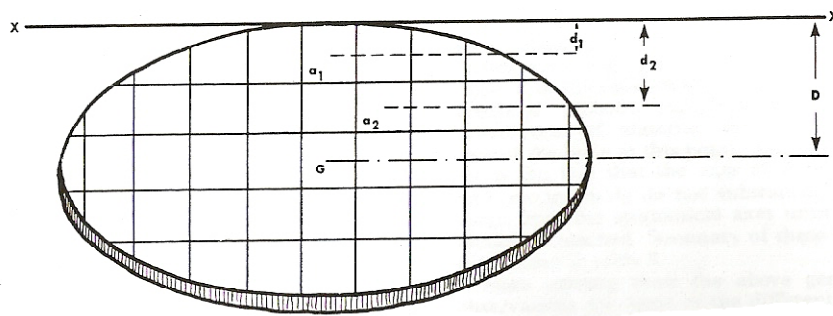


Figura 4: Superficie dividida en unidades de área. G es el centro de gravedad y D es la distancia hasta el eje X-X.



### 3.3.3 Cálculo de los momentos de área

Una vez ha sido calculado el eje centroidal, el momento de área para este eje puede calcularse mediante la siguiente fórmula:

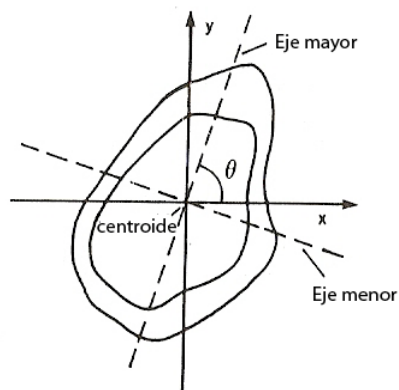
$$I_a = \sum_i a_i \cdot d_i^2$$

$a_i$  = El área de cada pequeña unidad designada

$d_i$  = La distancia perpendicular del centro de cada unidad al eje neutral

Fórmula 4.

También es posible calcular los momentos de área en base a los ejes x e y de una sección ( $I_x$ ,  $I_y$ ) tomando como punto de referencia estos ejes. Estos momentos de área nos indican la



Área cortical = 216 mm<sup>2</sup>

$I_{max} = 24290 \text{ mm}^4$   
 $I_{min} = 7976 \text{ mm}^4$   
 $\theta = 71.9^\circ$

Figura 4: Propiedades geométricas de un corte transversal

rigidez de la estructura ante la aplicación de cargas en sentido ML y AP. La figura 4 muestra los ejes normales (x e y) en relación a los ejes mayor y menor que se sitúan en la posición más longitudinal y más estrecha respectivamente. El ángulo que forma el eje mayor respecto del eje x normal se denomina Theta y describe la distribución del hueso en un sentido o en otro según este ángulo sea positivo o negativo.

Otra variable relevante es la **J Polar** que define la resistencia del corte transversal a las fuerzas de torsión, es decir, a aquellas fuerzas que se aplican en un doble sentido. Esta variable puede ser calculada mediante la suma de cualquier segundo momento de área; como por ejemplo,  $I_{max}$  e  $I_{min}$  o  $I_x$  e  $I_y$ . No obstante, es necesario que el corte transversal tenga una forma próxima a una circunferencia para que el valor sea apreciable, por esa razón descartamos su uso en este estudio pese a que se trata también de un dato relevante en biomecánica. Esta explicación es meramente orientativa, los cálculos de estas variables se realizan mediante programas informáticos en la actualidad.

TABLA 1. Tabla resumen de las variables utilizadas en biomecánica de cortes transversales de diáfisis.

Símbolo	Definición	Relevancia mecánica
AT	Área Total	Describe el área total del corte transversal
AC	Área cortical	Describe el área cortical del corte transversal
AM	Área medular	Describe el área medular del corte transversal
$I_{\max}$	Máximo segundo momento de área	Correlacionado con la máxima fuerza ante la flexión
$I_{\min}$	Mínimo segundo momento de área	Correlacionado con la mínima fuerza ante la flexión
$I_{\max}/I_{\min}$	Índice de segundos momentos de área máximos y mínimos	Muestra la intensidad en la diferencia entre las dos variables.
$I_x$	Segundo momento de área, eje x	Correlacionado con la fuerza ante la flexión sobre el eje x o en sentido ML
$I_y$	Segundo momento de área, eje y	Correlacionado con la fuerza ante la flexión sobre el eje y o en sentido AP
J	Segundo momento de área polar	Correlacionado con la fuerza ante la torsión

### 3.4. CONCEPTO DE ROBUSTEZ EN BIOMECÁNICA APLICADA AL ESTUDIO DE RESTOS ARQUEOLÓGICOS

El estudio del dimorfismo sexual y de la asimetría bilateral, objeto de estudio de este trabajo, exigen definir robustez en términos biomecánicos. La Real Academia de la Lengua Española recurre a tres adjetivos para su definición en la primera acepción de la entrada: Fuerte, vigoroso y firme. No obstante es necesario definir y acotar el término con más precisión en este trabajo.

Antes de nada, cabe aclarar que la biomecánica explica algunos parámetros en torno a la robustez pero no la define al completo. Las variables expuestas con anterioridad a este apartado solo hablan de la geometría de un corte transversal pero no tienen en cuenta ni la composición del hueso ni otras variables osteométricas externas, ni ningún otro elemento del hueso que no sea el corte transversal que específicamente se este estudiando. De esta forma entendemos, que un corte transversal, para un parámetro concreto, es más robusto que otro cuando alguna de estas variables biomecánicas muestra un valor superior (AT, AC, AM,  $I_{\max}$ ,  $I_{\min}$ , o los índices que correspondan).

Por último, hay que precisar que el dimorfismo sexual no se determina exclusivamente por un grado de robustez mayor o menor (según se trate de hombres o mujeres) para todos los cortes transversales de uno o varios huesos, sino que también se manifiesta por la distribución del tejido

óseo en ese corte transversal; tanto por causas metabólicas como por causas relacionadas con la distribución de tareas por sexos (ambiente cultural y mecánico), que desemboca en usos diferenciales de las estructuras del aparato locomotor y por tanto en una adaptación diferencial del hueso a las actividades que correspondan a cada sexo (Ruff CB, Hayes WC, 1983).

#### 4) OBJETIVOS

El presente trabajo pretende describir el perfil biomecánico de los miembros superiores (Húmero, radio y cúbito bilateral) de la necrópolis a estudio, con el objetivo de observar su adecuación a lo esperado para cada sexo, en individuos sexados por otros métodos. También es objeto de estudio de este trabajo determinar las frecuencias en la lateralidad de la población y su asimetría bilateral.

Por sus complicaciones metodológicas y muestrales (ya que se trata de una colección que contiene miembros superiores relativamente fragmentados e incompletos) este estudio pretende verificar la utilidad, precisión y viabilidad de la metodología planteada en el apartado de Material y Métodos. Fundamentalmente basado en la realización de cortes transversales sobre puntos anatómicos en lugar de secciones porcentuales sobre la distancia total del hueso, que venía siendo el procedimiento habitual en este tipo de estudios.

#### 1) MATERIAL Y MÉTODOS

El presente estudio utiliza contornos de 310 cortes transversales obtenidos de diáfisis de húmeros, radios y cúbitos de una muestra de 40 individuos obtenida de una necrópolis de 59 individuos. Los restos analizados pertenecen a la excavación llevada a cabo en un solar de la calle Portales 67 de Logroño, durante los meses de julio, agosto y septiembre de 2007 y dirigida por la arqueóloga Natalia Bartolomé. De la excavación se extrajeron 54 sepulturas de época medieval (siglos XI y XII) que contenían los restos óseos humanos analizados. La necrópolis fue trasladada

a la Universidad Autónoma de Madrid para su posterior estudio antropológico, donde fue realizado este trabajo.

Los restos óseos estudiados se encontraban en 54 sepulturas dispuestas en tres filas, siguiendo una orientación Oeste Este. De estas 54 sepulturas más del 50% contenían restos de anteriores enterramientos que se encontraban junto a los individuos inhumados. Estos restos, no asociados a un único individuo, han sido denominados como “conjuntos”. Estas acumulaciones de huesos se encontraban generalmente a los pies del individuo enterrado, en la zona Este de la tumba, aunque en algunos casos aparecían dispersos por encima de todo el enterramiento. Esto responde a una reutilización de las tumbas, práctica habitual en época medieval, según indican los arqueólogos. En este trabajo solamente se han considerado aquellos restos humanos asociados a individuos, descartando los conjuntos. Se seleccionaron aquellos individuos que disponían de al menos un húmero, un radio o un cúbito.

En general los restos presentan un buen estado de conservación aunque se encuentran bastante fragmentados y a menudo faltan epífisis.



Fotografía 1: Sepultura de un individuo del yacimiento de la calle Portales 67 (Logroño). Obsérvese que los huesos están en conexión anatómica y muy bien conservados.

### 5.1. BIODEMOGRAFÍA DE LA MUESTRA: EDAD Y SEXO

Todos los individuos de la necrópolis fueron sexados mediante diferentes métodos sobre **coxal** (26, 27), **cráneo** (28) o **mandíbula** (29). Para la determinación de la edad utilizamos diferentes métodos sobre **superficie auricular del coxal** (30), **dentición** (31) o **fusión de epífis** (32).

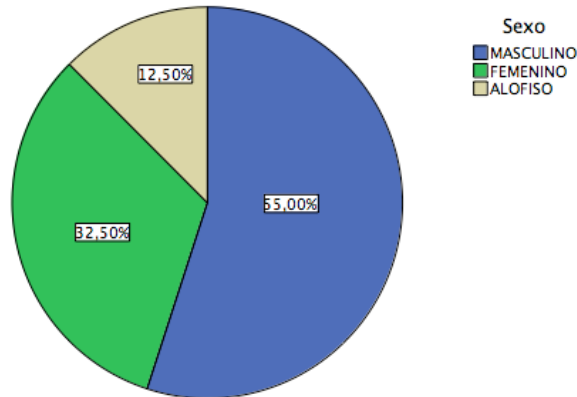
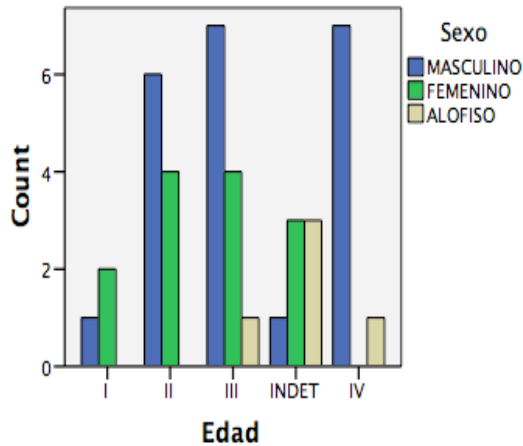


Gráfico 1: Distribución de la muestra por sexos.



Símbolo	Grupo de edad
I	15-19
II	20-34
III	24-50
IV	38-66
V	47-73
VI	55-79
VII	60-86

Gráfico 2: Frecuencias de la muestra por edad y sexo.

Observamos que la muestra contiene una mayoría masculina con el 55% de los individuos. Los individuos de sexo femenino constituyen el 32,50% de la muestra y en 5 individuos no se pudo determinar el sexo. La distribución por grupos de edad refleja que en los grupos II,III y IV se encuentra la mayoría de la población de la muestra, en un rango de edad entre 20 y 66 años.

## 5.2. ANÁLISIS DE CORTES TRANSVERSALES

Al inicio de este trabajo, el método de obtención de los cortes transversales mediante tomografía computerizada que se había propuesto, consistía en marcar los puntos anatómicos de corte directamente en los huesos. Posteriormente estos huesos serían colocados en un soporte específicamente diseñado para este estudio, donde eran alineados a partir de un punto de referencia que delimitaba el punto de corte de todos los huesos en una misma línea. El soporte consistía en 5 cajas que contenían 5 huesos cada una, permitiendo un escaneo de 25 huesos simultáneamente. Sin embargo, el aparato no permitía especificar el lugar en el que se quería realizar el corte, lo que hubiera sido ideal, ya que de esa forma se hubieran obtenido 25 cortes transversales por choque. Debido a que esto no era posible, decidimos realizar una hélice que escaneara todo el soporte con todos los huesos en tres dimensiones y realizar los cortes desde un ordenador.

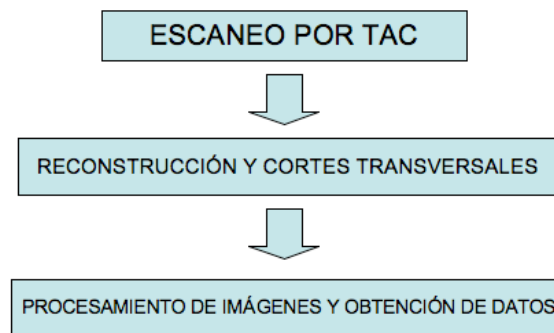


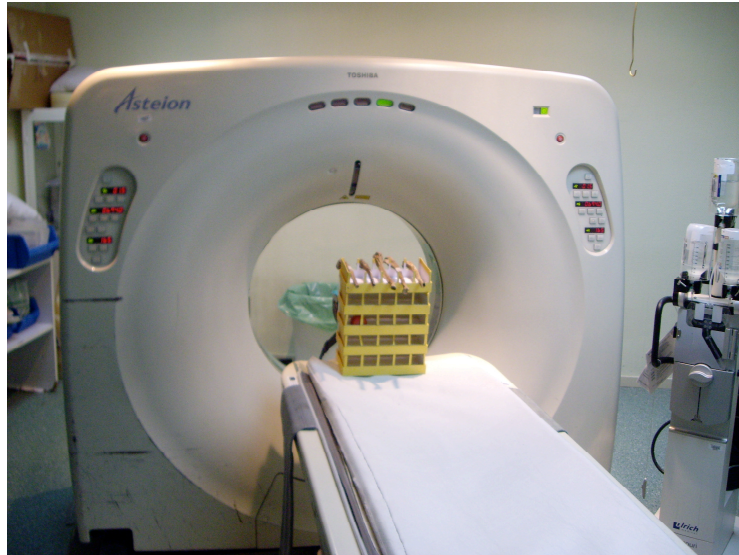
Figura 5: Esquema de la sistemática seguida en la obtención de los cortes transversales

El esquema (arriba) muestra la sistemática seguida para la obtención de los cortes transversales en este estudio que exponemos detalladamente a continuación:

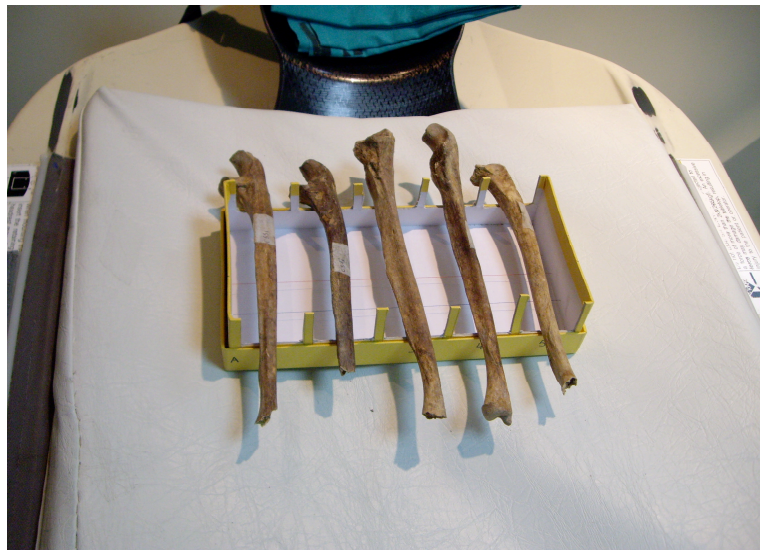
### 5.2.1 ESCANEEO POR TOMOGRAFÍA COMPUTERIZADA

El escaneo de los huesos se realizó mediante un escáner de tomografía computerizada multicorte, modelo Toshiba dual de dos detectores, en la unidad de Radiología del Hospital de la Paz en Madrid (servicio de urgencias). Se utilizó un grosor de corte de 2mm para el escaneo y de

1mm para la reconstrucción a 120kv y 150mA/seg. Se utiliza un protocolo cervical politrauma y se realizan dos topogramas<sup>5</sup> (AP y lateral). A continuación se realiza una hélice que consiste en un escaneo del conjunto de los huesos en su soporte, obteniendo una imagen en tres dimensiones y en color desde la que se trabajará para la obtención de las secciones.



Fotografía 2: Escaner de Tomografía computerizada utilizado en este estudio. Obsérvese el soporte de escaneo.



Fotografía 3: Soporte de huesos diseñado para este estudio. Obsérvense las líneas roja y azul a un lado del soporte. Estas líneas pretendían servir como puntos de referencia para la disposición de los huesos. Los huesos debían colocarse de manera que el punto anatómico desde el que iba a realizarse el corte coincidiera en una de esas dos líneas. La caja estaba diseñada de manera que los 4 pisos siguientes con sus 20 huesos estuvieran dispuestos con otras líneas que coincidían verticalmente. De esa forma un único choque hubiera sido suficiente para obtener una serie de 25 cortes transversales.

---

<sup>5</sup> El topograma es un escaneo rápido y superficial, que muestra el conjunto de los huesos para su localización y determinación de los bordes para un escaneo posterior más exhaustivo.



## 5.2.2. PUNTOS ANATÓMICOS, RECONSTRUCCIÓN Y CORTES TRANSVERSALES

### 5.2.2.1 Puntos anatómicos

Como comentábamos en apartados anteriores, los restos óseos en esta población se encuentran bastante fragmentados y a menudo son incompletos. Por esta razón, no era posible realizar cortes transversales basados en distancias porcentuales a la longitud total del hueso, como venía haciéndose en la mayoría de los estudios anteriores a este.

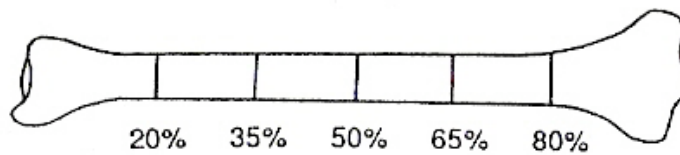


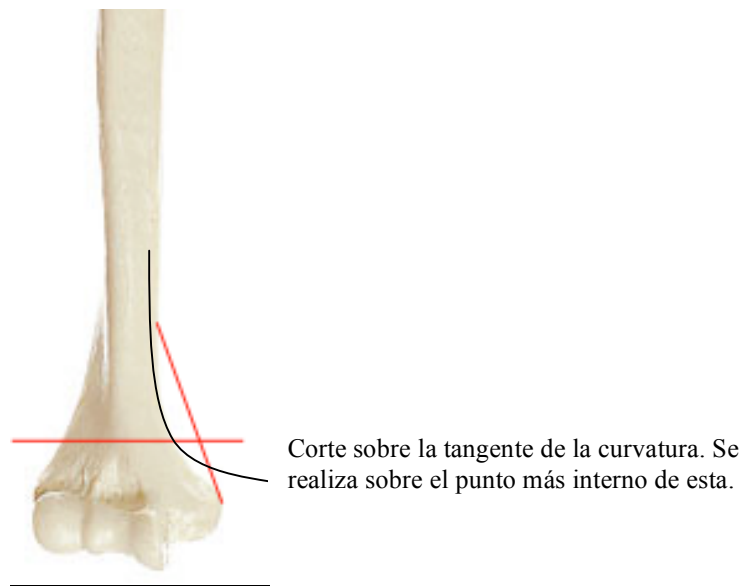
Figura 6: Tibia con la disposición de cortes transversales basados en distancias porcentuales a la longitud total

Por esta razón, decidimos realizar cortes transversales basados en puntos anatómicos. Para ello elaboramos un conjunto de criterios con la intención de objetivar al máximo la localización de los puntos anatómicos en todas las muestras. Como comentábamos en la introducción, el uso de los forámenes nutricio nos pareció inadecuado debido a su gran variabilidad, pese a que fueran utilizados en el cálculo de los índices cnémicos. Los criterios establecidos son los siguientes:

- RADIO: 2 cortes
  - **Línea central de la inserción del pronador redondo:** Se delimitan los bordes de la inserción que pueden identificarse palpando la rugosidad sobre el hueso. Una vez se delimitan los bordes longitudinales, se determina el punto anatómico a la mitad de los dos extremos.
  - **Borde inferior de la tuberosidad radial** (también llamada tuberosidad bicipital): Aparece muy bien definida en el radio, se determina en el borde inferior o distal de la tuberosidad, justo debajo del borde inferior.

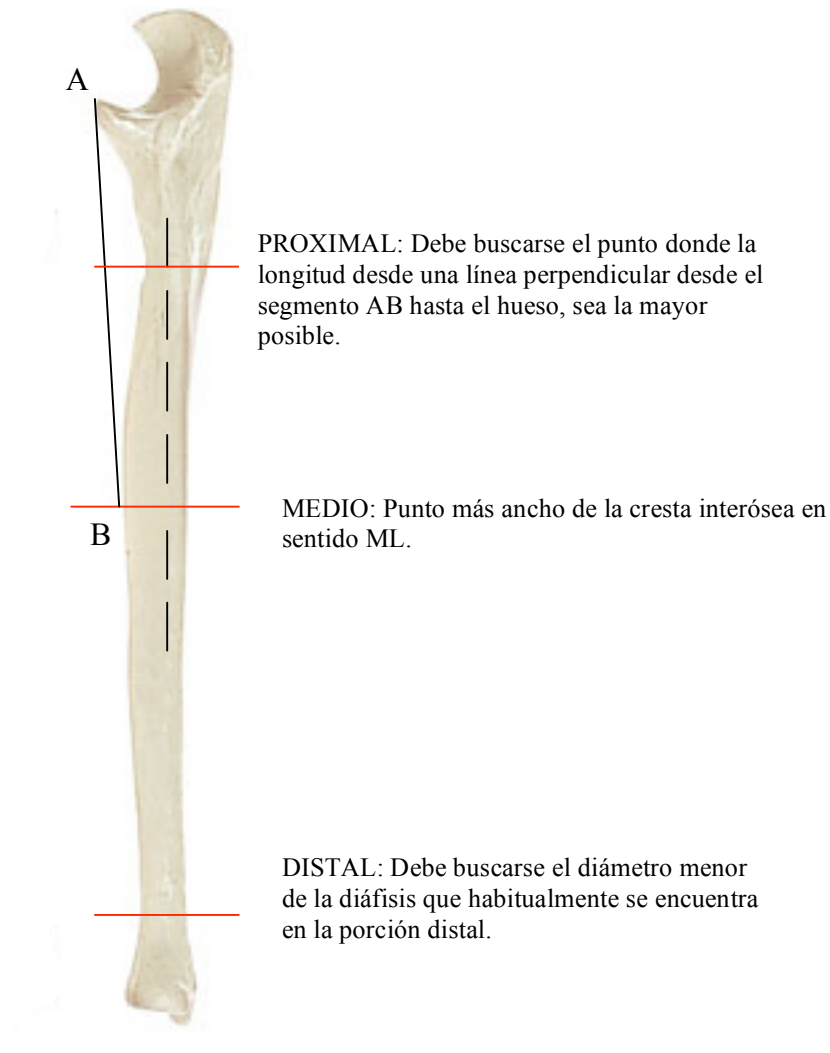


- HÚMERO: 3 cortes
  - MEDIO: **Línea inferior de la tuberosidad deltoidea**: Suele observarse con bastante facilidad, también puede palparse la rugosidad para sentir el borde distal donde termina la inserción. En ocasiones aparece una línea de rugosidad más delgada que el inicio de la inserción muscular y que continúa hasta el tercio distal del húmero; en estos casos se marca el punto anatómico sobre el momento en que se produce el estrechamiento de la inserción.
  - PROXIMAL: **Cuello quirúrgico del húmero**: Se delimita en el momento del ensanchamiento diafisiario que se produce hasta la epífisis proximal.
  - DISTAL: **Punto tangencial de la curvatura medial que se produce en el comienzo de la epífisis distal del húmero**: Observando la curvatura que se produce en el ensanchamiento diafisiario, se delimita el punto tangencial o más profundo, respecto a una línea imaginaria perpendicular al eje longitudinal de la diáfisis.



Fotografía 4: Obtención del punto anatómico en porción distal de húmero.

- CÚBITO: 3 cortes
  - MEDIO: **Punto más ancho de la cresta interósea**: Se delimita buscando la anchura M-L mayor del cúbito con un calibre, a lo largo de la cresta interósea.
  - PROXIMAL: **Punto tangencial de la curvatura diafisiaria proximal**: Para delimitar este punto debe determinarse primero el punto MEDIO del cúbito. Desde ese punto se traza una línea hasta el bisel externo del proceso coronoide. Desde este segmento se traza una línea perpendicular hasta el hueso, buscando la línea de mayor longitud. El punto se delimita en esa intersección.

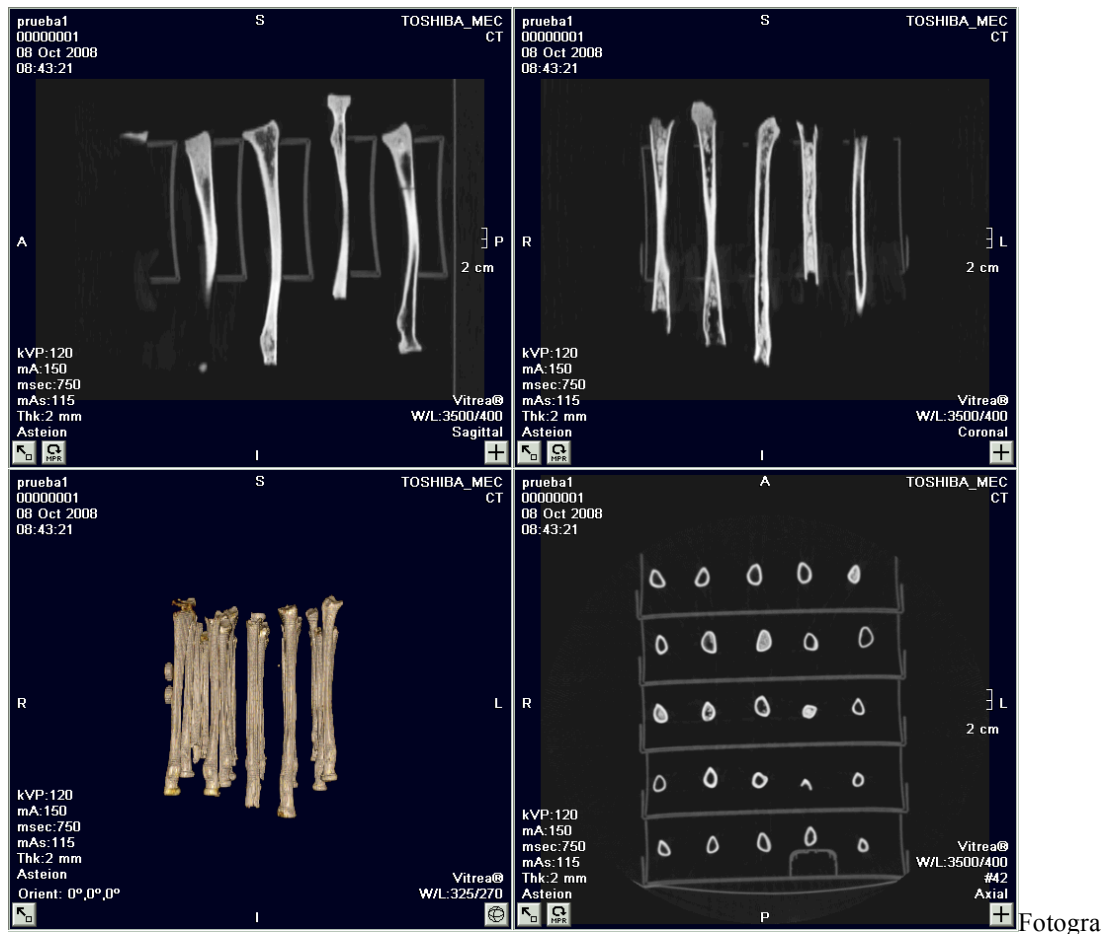


Fotografía 5: Puntos anatómicos para cortes transversales en cúbitos.

- DISTAL: **Diámetro o anchura ML menor de la diáfisis distal**. Se delimita midiendo el diámetro diafisiario hasta encontrar el segmento con el valor menor, o siguiendo la anchura ML con un calibre hasta alcanzar también el valor más bajo.

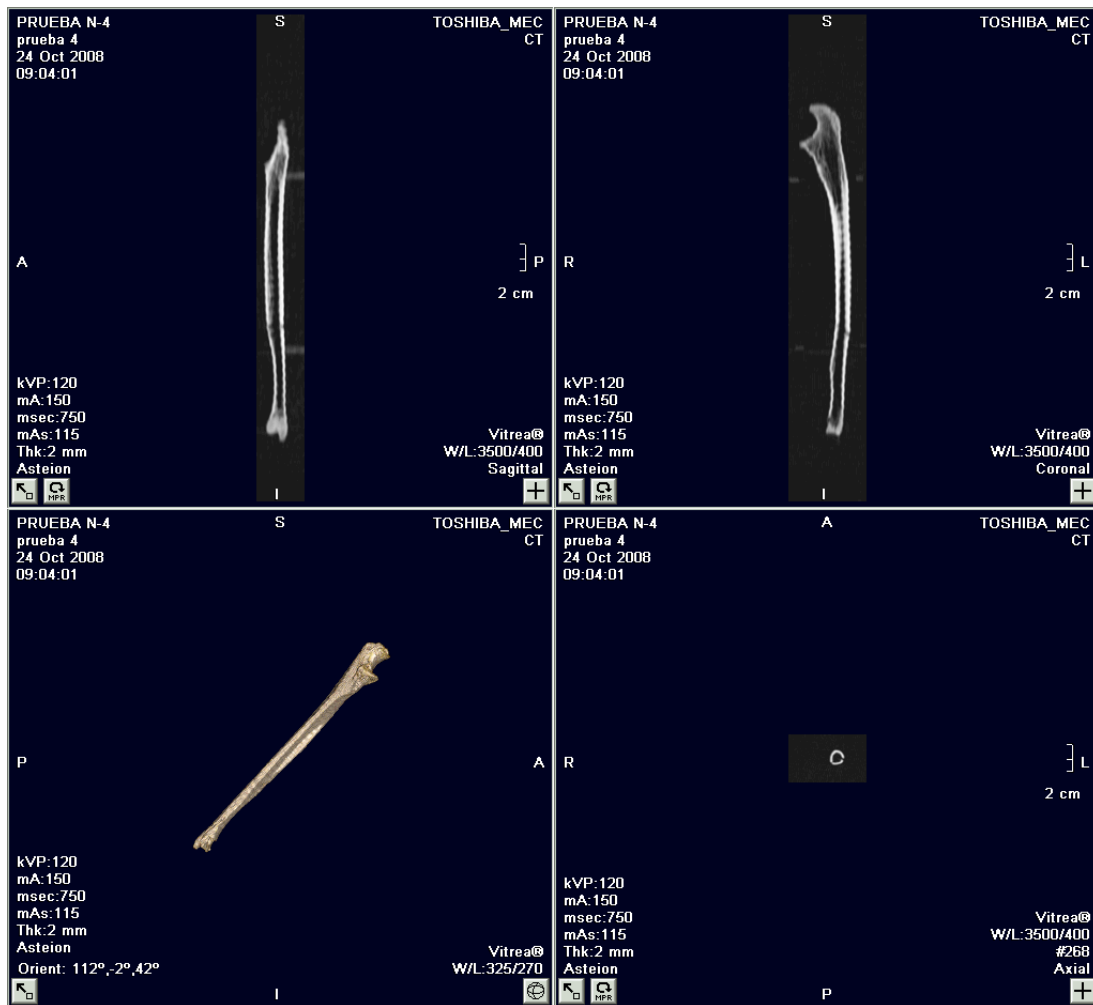
#### 5.2.2.2. Reconstrucción y cortes transversales

Una vez realizada la hélice, los datos son transmitidos a un ordenador específico que procesa este tipo de imágenes en tres dimensiones y en alta resolución (denominado VITREA). Desde este ordenador se realizan los cortes transversales sobre las imágenes obtenidas. Previamente marcamos los puntos anatómicos sobre el hueso para poder localizarlos con mayor rapidez sobre la imagen.



Fotografía 6: Imagen de hélice de un conjunto de 25 radios.

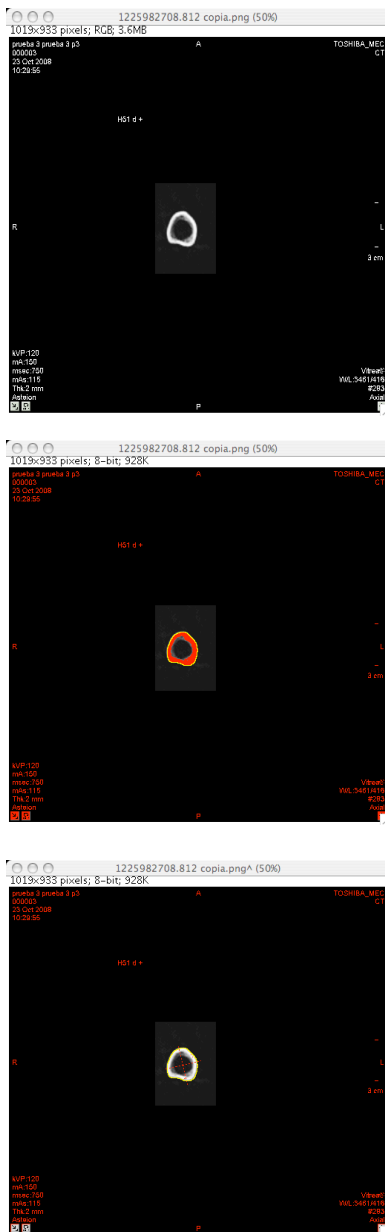
La fotografía 6 muestra la imagen obtenida tras el escaneo de la hélice. La imagen se divide en cuatro cuadrantes donde puede verse una vista sagital, coronal, en tres dimensiones y axial (de izquierda a derecha y de arriba a abajo) . Desde la imagen axial se seleccionan uno a uno los huesos para la determinación de los puntos anatómicos (ver fotografía 7). Desde la imagen coronal sobretudo, y la sagital en segundo lugar, se buscan los puntos anatómicos estableciendo puntos de referencia desde el hueso original y cotejándolo con la imagen hasta dar con el punto exacto. Los cortes no pueden realizarse sobre la imagen en tres dimensiones, aunque ésta puede utilizarse para localizar puntos de referencia que pueden ser medidos. Estas medidas se trasladan a la imagen sagital o coronal y desde ahí se realiza el corte transversal.



Fotografía 7: Imagen de hélice de un cúbito seleccionado desde el cuadrante axial de una matriz de 25 huesos.

### 5.2.3. PROCESAMIENTO DE IMÁGENES Y OBTENCIÓN DE DATOS

Para el procesamiento de los cortes transversales utilizamos el programa de software libre



Fotografía 8: De arriba a abajo pasos 1, 2 y 3 del procesamiento

ImageJ 1.41m para plataforma MacOS X, proporcionado por el National Institutes of Health de los Estados Unidos (33). A este programa se le instala un macro específico para la obtención de los datos sobre variables biomecánicas: MomentmacroJ\_v1\_3 (34) proporcionado por el Centro de Anatomía Funcional y Evolución de la Escuela de Medicina de la Universidad John Hopkins en los Estados Unidos.

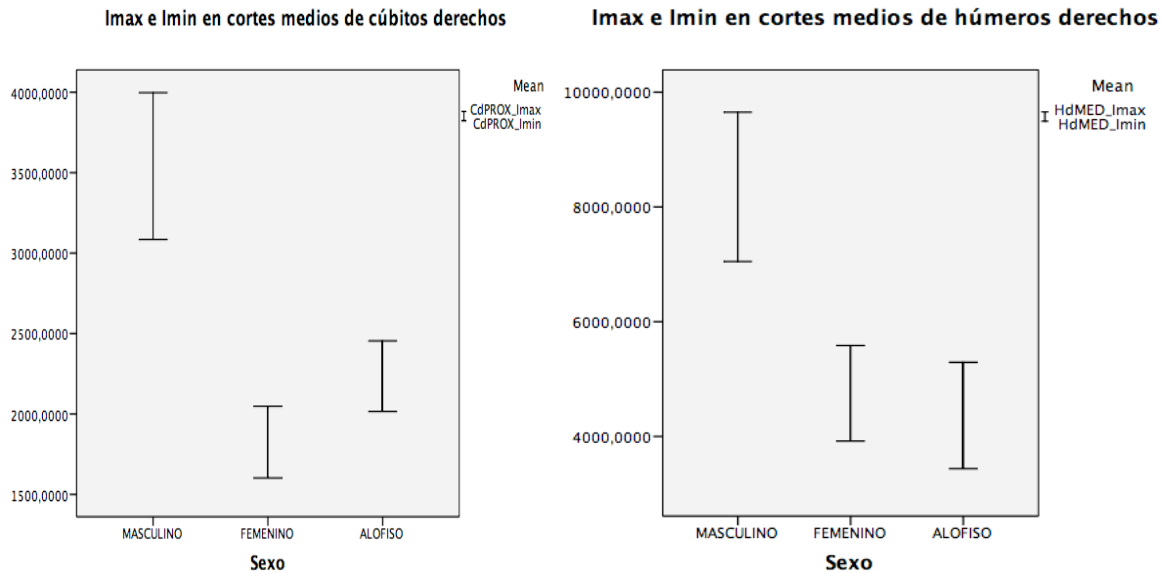
Una vez instalado el macro en el programa, puede procesarse la imagen siguiendo las indicaciones publicadas en la web de la institución. El procesamiento se realiza en 3 pasos: Primero se reduce la calidad de la imagen a 8K y a escala de grises y se calcula el número de píxeles/mm basados en la escala que se encuentra en el extremo derecho de cada imagen.

Una vez obtenida la escala, se anota el dato y se pasa al siguiente paso. El segundo paso consiste en la aplicación de un filtro que tiene dos funciones (comando “Thresold”); por un lado delimitar el área cortical del corte transversal, y por otro lado discriminar el tejido óseo de baja densidad (sobre todo tejido esponjoso). Una vez se ha aplicado el “Thresold” se

selecciona el diámetro externo de la cortical mediante una herramienta de selección automática y se procede con el tercer paso. Es en el tercer paso cuando se arranca el macro para la obtención de las variables biomecánicas, se introduce la escala en píxeles/mm de la imagen y los umbrales del comando “Thresold” y el programa crea una tabla con todos los datos.

## 6) RESULTADOS Y DISCUSIÓN

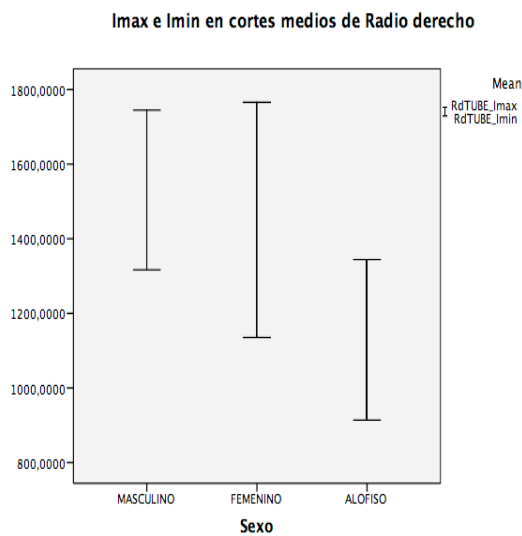
Los descriptivos estadísticos muestran un dimorfismo sexual muy evidente en cúbito y húmero, basados en los segundos momentos de inercia máximos y mínimos.



Tal y como observamos en la gráfica superior izquierda los rangos Imax/Imin aparecen muy distanciados entre sí y no hay solapamiento. Estos valores indican que la resistencia máxima y mínima que el cúbito puede soportar para un corte transversal localizado hacia la mitad del hueso (ver puntos anatómicos en el apartado de material y métodos) difiere claramente entre hombres y mujeres en esta población. Aunque con menos intensidad ocurre lo mismo en secciones proximales de húmero. En ambos casos (cúbito y húmero, para las secciones descritas) los hombres muestran niveles muy superiores de fuerza. Este dimorfismo describe muy bien los datos esperados y demuestra, hasta cierto punto, la validez del método aplicado.

El radio es el hueso que menos dimorfismo sexual ha descrito en nuestra población. Los rangos de Imax/Imin se solapan y la variabilidad es muy alta tanto en hombres como en mujeres. Si bien los datos podrían ser correctos y demostrar el bajo dimorfismo sexual del radio; dada la complejidad metodológica del estudio, esto podría deberse a que la localización de la tuberosidad radial sobre la imagen es complicada debido a la baja resolución en huesos tan pequeños. Por esta

razón, un corte ligeramente más proximal que el borde inferior de la tuberosidad llevaría a la obtención de un corte transversal erróneo y no comparable con el resto de la muestra. Máxime, teniendo en cuenta la gran diferencia en el área cortical, que supone realizar un corte sobre la tuberosidad en lugar de hacerlo en su borde inferior.



El análisis estadístico mediante el test de Wilcoxon (test no paramétrico debido a que la muestra es demasiado pequeña al distinguir entre sexos (N=40), deja de manifiesto que cúbito y humero –en las secciones ya descritas- son estadísticamente significativos en cuanto al dimorfismo sexual.

Los áreas totales, corticales y medulares de húmero y cúbito aparecen descritos a continuación.

**Áreas Totales (AT), Medulares (AM), Corticales (AC) de húmero en sección media (MED), proximal (PROX) y distal (DIST)<sup>a</sup>**

	N	Mínimo	Máximo	Media	Desviación est.
HdPROX_AT	7	346,3199	609,0415	491,938271	97,9678557
HdDIST_AT	13	214,4082	622,8801	374,841846	1,2926273E2
HdMED_AT	10	225,7052	424,2779	329,332550	67,2611984
HdPROX_AM	7	104,4817	356,8542	276,933271	95,3061765
HdMED_AC	10	157,7199	281,9379	234,305880	48,3749700
HdDIST_AC	13	112,6122	335,8494	220,337200	61,8943903
HdPROX_AC	7	161,4394	253,9433	215,005000	36,3265783
HdDIST_AM	13	57,7695	379,4322	154,504685	92,7740562
HdMED_AM	10	41,0703	142,4765	95,026670	33,5395358

a. Sexo = MASCULINO

Los áreas máximas de las secciones de húmero, para los tres cortes son superiores en hombres que en mujeres, tal y como observamos en la dimorfismo sexual también es también

evidente para estas variables.

**Áreas Totales (AT), Medulares (AM), Corticales (AC) de húmero en sección media (MED), proximal (PROX) y distal (DIST)<sup>a</sup>**

	N	Minimum	Maximum	Mean	Std. Deviation
HdPROX_AT	6	371,5072	530,2326	467,691767	58,3352017
HdDIST_AT	8	259,2773	385,3602	292,909362	41,0240313
HdPROX_AM	6	210,5344	334,4511	284,072917	47,0907720
HdMED_AT	8	220,3714	286,5510	257,515700	23,5972591
HdPROX_AC	6	160,9728	195,7815	183,618850	13,7189413
HdDIST_AC	8	136,7122	201,2182	170,060175	23,3281684
HdMED_AC	8	150,0871	188,3278	166,976512	12,6920545
HdDIST_AM	8	82,4177	184,1420	122,849188	36,7699450
HdMED_AM	8	61,5809	123,3761	90,539187	25,0936858

a. Sexo = FEMENINO

En cúbitos los resultados son similares:

**Áreas Totales (AT), Medulares (AM), Corticales (AC) de cúbito en sección media (MED), proximal (PROX) y distal (DIST)<sup>a</sup>**

	N	Minimum	Maximum	Mean	Std. Deviation
CdPROX_AT	12	149,2710	293,2040	213,015183	44,2170817
CdPROX_AC	12	102,4836	222,8263	147,849825	36,6774250
CdMED_AT	12	100,4326	220,4310	143,375108	32,5915594
CdDIST_AT	6	98,7246	148,6455	122,726100	20,2493751
CdMED_AC	12	80,8940	157,7618	112,188117	25,6517696
CdDIST_AC	6	54,8924	92,2060	72,061367	12,2504835
CdPROX_AM	12	34,7607	92,0500	65,165358	15,2182153
CdDIST_AM	6	31,7353	82,5298	50,664733	17,4524881
CdMED_AM	12	15,7041	62,6692	31,186992	13,6509521

a. Sexo = MASCULINO

**Áreas Totales (AT), Medulares (AM), Corticales (AC) de cúbito en sección media (MED), proximal (PROX) y distal (DIST)<sup>a</sup>**

	N	Minimum	Maximum	Mean	Std. Deviation
CdPROX_AT	7	115,0476	177,5123	154,862186	25,7334526
CdMED_AT	4	93,4911	128,9996	110,011000	15,4351065
CdDIST_AT	4	65,2860	177,0340	108,680525	48,4243507
CdPROX_AC	7	87,7642	139,2026	108,324429	16,8730960
CdMED_AC	4	65,1545	98,1700	85,482150	14,2813097
CdDIST_AC	4	52,6710	103,8831	70,780050	23,6572045
CdPROX_AM	7	27,2834	69,4745	46,537757	16,8189730
CdDIST_AM	4	10,4537	73,1509	37,900475	25,9912474
CdMED_AM	4	15,2816	30,8296	24,528850	6,8423143

a. Sexo = FEMENINO



		N	Rango medio	Suma de rangos
RiPROT_Imax - RdPROT_Imax	Diestro	6	7,00	42,00
	Zurdo	6	6,00	36,00
	Total	12		
RiTUBE_Imax - RdTUBE_Imax	Diestro	4	3,00	12,00
	Zurdo	4	6,00	24,00
	Total	8		
HiMED_Imax - HdMED_Imax	Diestro	6	5,17	31,00
	Zurdo	2	2,50	5,00
	Total	8		
HiPROX_Imax - HdPROX_Imax	Diestro	3	2,67	8,00
	Zurdo	2	3,50	7,00
	Total	5		
HiDIST_Imax - HdDIST_Imax	Diestro	6	5,17	31,00
	Zurdo	4	6,00	24,00
	Total	10		
CiMED_Imax - CdMED_Imax	Diestro	8	6,38	51,00
	Zurdo	3	5,00	15,00
	Total	11		
CiPROX_Imax - CdPROX_Imax	Diestro	8	5,50	44,00
	Zurdo	3	7,33	22,00
	Total	11		
CiDIST_Imax - CdDIST_Imax	Diestro	2	3,00	6,00
	Zurdo	2	2,00	4,00
	Total	4		

En cuanto a la asimetría bilateral, el estudio muestra una prevalencia en la dominancia derecha para todas las variables utilizadas. No obstante, los datos compatibles con individuos de dominancia izquierda siguen siendo muy elevados. Esto puede deberse a los problemas de precisión que plantea el método. La realización de cortes transversales localizando puntos anatómicos sobre una imagen que no ofrece suficiente resolución ha podido sesgar considerablemente el estudio. El procedimiento de estudio de imágenes había sido cotejado con la profesora Valerie De Leon, de la

Universidad John Hopkins, y encargada de la ayuda on-line en la utilización del macro específico para la obtención de los datos biomecánicos. Por esta razón, la alta frecuencia de individuos con lateralidad izquierda puede relacionarse con un error en la obtención de los cortes transversales más que por un error de procesamiento de las imágenes. La tabla superior indica el número de individuos de dominancia derecha e izquierda; obsérvese que en radios la prevalencia de diestros y zurdos es igual, seguramente por los problemas que plantea el radio y que ya hemos expuesto.

Por ultimo, cabe destacar el caso del individuo 48. Este individuo había sido sexado como masculino mediante el estudio del coxal y con triple consenso entre tres observadores distintos. Sin embargo, padecía de una displasia endóstica benigna objetivable por tomografía computerizada. Este tipo de patología es más frecuente en mujeres que hombres y además disponía de un perfil biomecánico compatible con el sexo femenino. No se disponía de cráneo ni

de mandíbula que permitieran cotejar el sexo por otros métodos. No obstante, los datos biomecánicos y la tomografía que muestra una displasia con una prevalencia conocida en mujeres, inclina a pensar que el individuo en cuestión se trata de una mujer.

## 7) CONCLUSIONES

- a. El dimorfismo sexual en miembros superiores de la población objeto de estudio es evidente para húmero y cúbito, y no lo es para radio. Serían necesarios más estudios sobre cúbito y húmero, para corroborar la utilidad de estos cortes transversales como método para la determinación del sexo cuando solo se disponga de un fragmento de diáfisis de húmero o de cúbito.
- b. La asimetría bilateral indica una prevalencia de individuos con dominancia derecha en la población, aunque el número de individuos con lateralidad izquierda es demasiado alta. Esto es debido a las dificultades metodológicas que presenta la localización de puntos anatómicos sobre la imagen. Ya que la posibilidad de que se tratara de una población con una alta prevalencia de zurdos no es razonable ya que no hay concordancia entre húmero, radio y cúbito. Tengase en cuenta que las diferencias bilaterales son habitualmente muy pequeñas, de manera que el análisis de asimetría bilateral debe hacerse con la máxima precisión posible.
- c. Sería recomendable realizar otros estudios con muestras mayores (preferentemente 100 individuos) y hacerlo utilizando un escaner con más detectores que ofrezca mejor resolución. De esta forma podría valorarse si este tipo de estudios en restos fragmentados o incompletos donde necesariamente hay que recurrir a puntos anatómicos, puede ofrecer o no una información fiable. Es recomendable también, realizar estudios sobre colecciones osteológicas completas que permitan elaborar matrices que contengan todos los datos en todos los individuos.
- d. Debido a la gran influencia de factores que pueden afectar a la morfología del hueso, tal y como exponíamos en la introducción, debería valorarse la realización de este tipo de estudios en comparación con poblaciones distanciadas geográficamente y con patrones de actividad diferentes y objetivables.

## 8) AGRADECIMIENTOS

Este trabajo no hubiera podido realizarse sin la colaboración de la Dra. Laura Cadenas y la autorización del jefe de Radiología del Hospital Universitario de La Paz; a quienes les agradezco profundamente su ayuda y su participación durante el escaneo y obtención de cortes transversales.

No menos importante ha sido la ayuda de Almudena García, antropóloga y técnico del laboratorio de Antropología de la Facultad de Biología de la Universidad Autónoma de Madrid. Por permitirme estudiar una colección osteológica bajo su tutela, por su colaboración, su interés y su ayuda a la hora de resolver los problemas que iban surgiendo: GRACIAS.

Al profesor Christopher Ruff y a la profesora Valerie de Leon, del Centro de Anatomía Funcional y Evolución de la Escuela de Medicina de la Universidad Johns Hopkins, en los Estados Unidos. Por responder a mis dudas por e-mail, muchas de ellas vitales para la elaboración de este trabajo.

## 9) BIBLIOGRAFÍA

1. Blumenbach, JF. *De Generis Humani Varietate Nativa*, 1776.
2. Ruff, CB, Hayes WC. Cross-Sectional Geometry of Pecos Pueblo Femora and Tibiae-A Biomechanical Investigation: I. Method and General Patterns of Variation. *Am. J. Phys. Anthropol.* 1983. 60:359-381.
3. Burr, DB. Patterns of variability in mineralization of the primate femoral diaphysis. *Am. J. Phys. Anthropol.* 1980. 51:219-232.
4. Frankel, VH, y Burstein, AH. *Orthopaedic Biomechanics*. 1970. Philadelphia: Lea and Febiger.
5. Ruff, CB. *Skeletal Biology of Past Peoples: Research Methods*. 1992. Pág 37-58. Wiley-Liss, Inc.
6. Daegling DJ. Biomechanics of Cross-Sectional Size and Shape in the Hominoid Mandibular Corpus. 1989. *Am. J. Phys. Anthropol.* 80:91-106.
7. Cowin SC. The false premise in Wolff's law. Ed. SC Cowin. *Bone Biomechanics Handbook*, 2ª ed. Boca Raton: CRC Press. 2001b. P 30-1 – 32-5.
8. Lovejoy CO, Burstein AH, Heiple KG. The Biomechanical Analysis of Bone Strength: A Method and Its Application to Platycnemia. *Am. J. Phys. Anthropol.* 1976. 44:489-505.
9. Ruff, CB, Holt, B, Trinkaus E. Who's afraid of the Big Bad Wolf?: "Wolff's Law" and Bone Functional Adaptation. *Am. J. Phys. Anthropol.* 2006. 129:484-498.
10. Lanyon LE, Goodship AE, Pye CJ, Macfie JH (1982) Mechanically adaptive bone remodelling. *J Biomechanics* 15:141-154.
11. Bertram JE, Swartz SM (1991) The "law of bone transformation": a case of crying Wolf? *Biol. Rev. Cambridge Philosophic Soc.* 66:245-273.
12. Robling AG, Hinant CH (2002) Mechanotransduction in bone: genetic effects on mechanosensitivity in mice. *Bone* 31:562-569.
13. Fernández-Tresguerres I, Alobera MA, del Canto M., Blanco L. Bases Fisiológicas de la regeneración ósea I. Histología y fisiología del tejido óseo. *Med. Oral. Patol. Oral Cir. Bucal*, 2006. 11:E47-51.
14. Davies JE, Hosseini MM. Histodynamics of endosseous wound healing, Davies JE ed. *Bone Engineering* (Toronto). 2000. p.1-14.
15. Lovejoy CO, Meindl RS, Ohman JC, Heiple KG, White TD. The Maka femur and its bearing on the antiquity of human walking: applying contemporary concepts of morphogenesis to the human fossil record. *Am. J. Phys. Anthropol.* 2002. 119:97-133.
16. Lovejoy CO, McCollum MA, Reno PL, Rosenman BA. Developmental biology and human evolution. *Annu. Rev. Anthropol.* 2003. 32:85-109.
17. Volkman SK, Galecky AT, Burke DT, Paczas MR, Moalli MR, Miller RA, Goldstein SA. Quantitative trait loci for femoral size and shape in a genetically heterogeneous mouse population. *J Bone Miner Res.* 2003. 18:1497-505.
18. Volkman SK, Galecky AT, Burke DT, Millar RA, Goldstein SA. Quantitative trait loci that modulate femoral mechanical properties in a genetically heterogeneous mouse population. *J Bone Miner Res.* 2004. 19:1497-1505.
19. Pritchard DJ. Plasticity in early development. En: Mascie-Taylor N & Bogin B, *Human variability and plasticity*. 1995. 18-45.
20. Bernis C. En Susanne C, Rebato E, Chiarelli B Eds. *Para comprender la antropología biológica. Evolución y biología humana*. 2003. 643-654. Ed. Verbo Divino.
21. Ohman JC, Lovejoy CO. Asymmetry in the humeri of tennis players: Wolff's Law or not? *Am J Phys Anthropol [Suppl]*. 2003. 36:161.

22. Ruff, CB. Sexual dimorphism, in human lower limb bone structure: Relationship to subsistence strategy and sexual division of labor. *J Hum. Evol.* 1987b. 16:391-416.
23. Fresia A, Ruff CB, Larsen CS. Temporal decline in bilateral asymmetry of the upper limb on the Georgia Coast. En Larsen CS (ed.): "The Archaeology of Misión Santa Catalina de Guale: 2. Biocultural interpretations of a population in transition". 1990. *Anthropol Pap Am Must Nat His* 68:121-132.
24. Ruff CB, Larsen CS. Postcranial biomechanical adaptations to subsistence changes on the Georgia Coast. En Larsen CS (ed.): "The Archaeology of Misión Santa Catalina de Guale: 2. Biocultural interpretations of a population in transition". *Anthropol Pap Am Must Nat His* 1990. 68:94-120.
25. Jay T. Stock, Colin N. Shaw. Which measures of Diaphyseal Robusticity Are Robust? A comparison of external methods of quantifying the strength of long bone diaphyses to cross-sectional geometric properties. *Am. J. Phys. Anthropol.* 2007. 134:412-423.
26. Bruzek J. A Method for Visual Determination of Sex, Using the Human Hip Bone. *Amer. Jour. Phys. Anthropol.* 2002; 117:157-168.
27. Bruzek J, Ferembach D. Fiabilité de la méthode visuelle de détermination du sexe à partir du bassin du «Groupe de travail d'Anthropologues européens». Application sur l'os coxal. *Arch Anthropol Etnol* 1992; 72:145-161.
28. Buikstra JE, Ubelaker DH. Standards for data collection from human skeletal remains. Proceedings of a seminar at the Field Museum of Natural History. Organized by J. Haas. Arkansas Archaeological Survey Research Series N.54. 1994.
29. Ferembach D, Schwidetzky I, Stloukal M. Recommendations for age and sex diagnoses of skeletons. *J Hum Evol* 1980; 9:517-549.
30. Buckberry JL & Chamberlain AT. Age Estimation From the Auricular Surface of the Ilium: A Revised Method. *Amer. Jour. Phys. Anthropol.* 2002; 119:281-289.
31. Ubelaker DH. Human skeletal remains. Excavation, analysis, interpretation. Taraxacum-Washington, Smiths. Inst. Manuals on Archaeology 2.1999.
32. Krenzer U. Compendio de métodos antropológico-forenses para la reconstrucción del perfil osteo-biológico. CAFCA. Guatemala. 2006.
33. <http://rsbweb.nih.gov/ij/>
34. <http://www.hopkinsmedicine.org/FAE/mmacro.htm>